

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-155291

(43)Date of publication of application : 20.06.1995

(51)Int.CI.

A61B 1/04

A61B 1/06

G02B 23/26

(21)Application number : 05-304429

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 03.12.1993

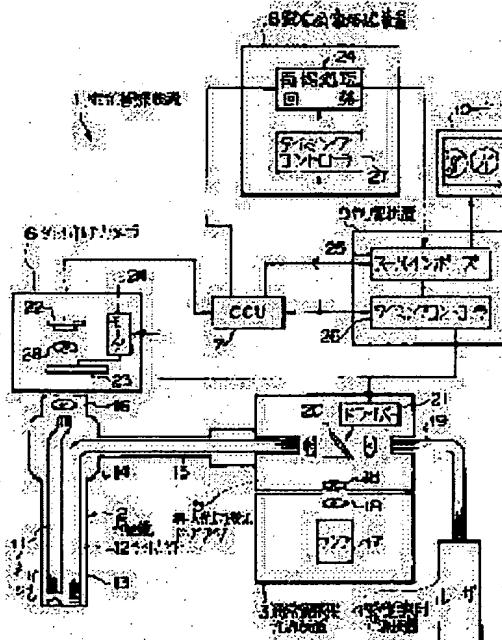
(72)Inventor : TAKEHATA SAKAE
KANEKO MAMORU
IIIDA MASAHICO
YOSHIHARA MASAYA
SUZUKI KATSUYA
UEDA YASUHIRO

(54) FLUORESCENCE OBSERVATION APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a fluorescence observation apparatus wherein removal of an apparatus such as a camera is unnecessary and the labor is saved and both an endoscope image and a fluorescence image can be obtnd.

CONSTITUTION: An ordinary observational light or an excited light selected by an introducing light switching adaptor 5 shines on a photographic object from a light guide 12 of an endoscope 2 and an image by the ordinary observational light and a fluorescence image by the excited light are introduced into an exterior camera 6 from an image guide. A rotational filter 23 is rotated synchronously with switching a light source and the ordinary observational light and fluorescences in the wave length regions of λ_1 and λ_2 are transmitted through by time division and are entered into a solid image picking-up element 22. This solid image picking-up element 22 picks up the observational image based on the ordinary observational light and the fluorescence image based on the excited light by time division.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-155291

(43) 公開日 平成7年(1995)6月20日

(51) Int.Cl.⁶

A 61 B 1/04
1/06
G 02 B 23/26

識別記号 庁内整理番号

372
A
D 7818-2K

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数1 O.L (全9頁)

(21) 出願番号 特願平5-304429

(22) 出願日 平成5年(1993)12月3日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 竹端 築

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 飯田 雅彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

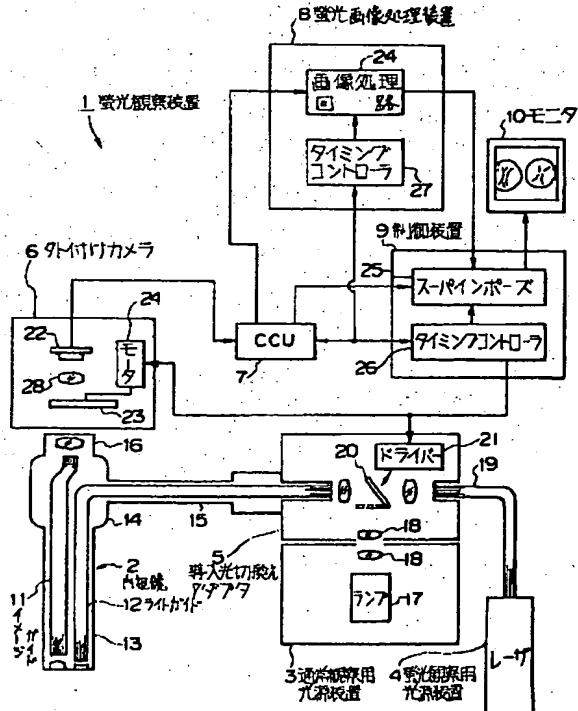
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 萤光観察装置

(57) 【要約】

【目的】 カメラ等の装置の着脱を不要としてその手間を省き、内視鏡画像と蛍光画像との両方を得ることができる蛍光観察装置を提供すること。

【構成】 導入光切換アダプタ5により選択された通常観察光または励起光が、内視鏡2のライトガイド12から被写体に当たり、通常観察光の像と励起光による蛍光像がイメージガイド11により外付けカメラ6に導光される。前記光源の切換えと同期して回転フィルタ23が回転しており、この回転フィルタ23に設けられたフィルタ31, 32により、通常観察光と、λ1, λ2の波長帯域の蛍光とが時分割に透過されて、一つの固体撮像素子22に入射する。この固体撮像素子22が通常観察光による観察像及び励起光による蛍光像を時分割で撮像する。



1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 通常の照明光による観察像と励起光による蛍光像とを時分割または選択的に撮像可能とする蛍光観察装置であって、被写体に照射するための光を伝達する光伝達手段及びこの光伝達手段からの光が被写体に反射して得た像を伝達する像伝達手段とを内蔵している内視鏡と、通常内視鏡観察を行うための通常照明光を発する通常観察光発生手段と、蛍光観察を行うための励起光を発する蛍光観察光発生手段と、前記通常観察光発生手段からの通常照明光及び前記蛍光観察光発生手段からの励起光を選択的に前記光伝達手段に供給する導入光切換え手段と、前記像伝達手段により伝達された前記通常照明光の波長帯域の少なくとも一部の波長帯域からなる光、及び前記像伝達手段により伝達された前記励起光が被写体に当たって発生した蛍光が有する波長帯域の少なくとも一部の波長帯域からなる光を選択的に通過または透過させる波長選択手段と、前記導入光切換え手段における前記通常観察光と前記励起光との切換えの制御と共に、この切換えに同期して前記波長選択手段において前記像伝達手段により伝達された光を選択的に通過または透過させるための制御をする制御手段と、前記波長選択手段により選択的に通過または透過された波長帯域の光を受けて像を撮像する一つの撮像手段と、を有していることを特徴とする蛍光観察装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業状の利用分野】 本発明は、疾患部位の診断に役立てるため、通常光による観察像と、被検査対象に励起光を照射しその被検査対象から発する蛍光による観察像とが撮像できる蛍光観察装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

【0003】 生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチンアミドアデニヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような、生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。また、Hpd（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（δ-amino levulinic acid）は、癌への集積性があり、これを生体内に注入し、前記物質の蛍光を観察することで疾患部位を診断で

2

きる。

【0004】 ところで、前記の蛍光は、極めて微弱であるので、その観察のためには、極めて高感度の撮影を必要とする。この高感度撮影を行うものとしてイメージ・インテンシファイヤが良く知られている。また、最近では2次元で同期検波を行い、感度を高める方法が提案されている。

【0005】 一方、蛍光観察においては、蛍光像の他、通常の画面の観察も、オリエンテーションや病変部の位置を認識する等の点から重要である。また、従来例では、蛍光像と通常像の両方を撮影するため、複数のカメラを使用して撮影していた。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 前記蛍光観察を内視鏡装置に応用した場合、すなわち内視鏡を用いて蛍光観察を行う装置では、通常の内視鏡像を得る手段と、蛍光像を得る高感度の撮像デバイスが必要である。そして、通常の観察画像と蛍光画像とを切換える際には、カメラ等の装置の着脱を要して手間がかかり、装置が大がかりになるという欠点があった。

【0007】 本発明は前記事情に鑑みてなされたもので、カメラ等の装置の着脱を不要としてその手間を省き、内視鏡画像と蛍光画像との両方を得ることができる蛍光観察装置を提供することを目的としている。

【0008】

【課題を解決するための手段】 本発明は、通常の照明光による観察像と励起光による蛍光像とを時分割または選択的に撮像可能とする蛍光観察装置であって、被写体に照射するための光を伝達する光伝達手段及びこの光伝達手段からの光が被写体に反射して得た像を伝達する像伝達手段とを内蔵している内視鏡と、通常内視鏡観察を行うための通常照明光を発する通常観察光発生手段と、蛍光観察を行うための励起光を発する蛍光観察光発生手段と、前記通常観察光発生手段からの通常照明光及び前記蛍光観察光発生手段からの励起光を選択的に前記光伝達手段に供給する導入光切換え手段とを有している。

【0009】 さらに本発明の蛍光観察装置は、前記像伝達手段により伝達された前記通常照明光の波長帯域の少なくとも一部の波長帯域からなる光、及び前記像伝達手段により伝達された前記励起光が被写体に当たって発生した蛍光が有する波長帯域の少なくとも一部の波長帯域からなる光を選択的に通過または透過させる波長選択手段と、前記導入光切換え手段における前記通常観察光と前記励起光との切換えの制御と共に、この切換えに同期して前記波長選択手段において前記波長選択手段において前記像伝達手段により伝達された光を選択的に通過または透過させるための制御をする制御手段と、前記波長選択手段により選択的に通過または透過された波長帯域の光を受けて像を撮像する一つの撮像手段とを有している。

50

【0010】

【作用】本発明の構成によれば、制御手段の制御の基で導入光切換手段により選択された通常観察光または励起光が、内視鏡の光伝達手段により伝達され、被写体に照射される。前記通常観察光が前記被写体に当たった反射光または前記励起光が被写体に当たって発生した蛍光が像伝達手段により伝達される。

【0011】さらに本発明の構成で、前記制御手段の制御の基で波長選択手段により、前記通常観察光と前記励起光との切換え制御に同期して、前記像伝達手段により伝達された前記通常観察光及び蛍光が選択的に通過または透過されて、前記通常照明光の少なくとも一部の波長帯域を有する光または前記蛍光の少なくとも一部の波長帯域を有する光となって一つの撮像手段に入射する。前記撮像手段がこの入射光を受けて通常観察光による観察像及び励起光による蛍光像を撮像する。

【0012】

【実施例】図を参照して本発明の実施例について、以下に説明する。図1ないし図は本発明の第1実施例に係り、図1は蛍光観察装置の全体的な構成図、図2は励起光を照射した際の正常部位と病変部位との蛍光特性の違いを示す特性図、図3はRGBフィルタの透過特性と波長λ1, λ2の関係を示す説明図、図4は回転フィルタの構成図である。

【0013】図1に示す蛍光観察装置1は、ファイバ式光学内視鏡2と、この内視鏡2に通常内視鏡観察光を発する通常観察用光源装置3と、蛍光観察を行うための励起光となる例えばHe-Cdレーザ光を発する蛍光観察用光源装置4と、前記通常観察用光源装置3及び蛍光観察用光源装置4からの光を選択的に内視鏡2に供給する導入光切換えアダプタ5と、前記内視鏡2の後述する接眼部に連結される外付けカメラ6とを有している。尚、前記蛍光観察用光源装置4は、色素レーザ、クリップトンレーザ、エキシマレーザ等でも良く、特に検定されない。また、励起光の波長は、例えば350nm～500nmの光が発生されるが、蛍光を生じる励起光としての役目ができるのであれば、これに限定されるものではない。

【0014】また、前記蛍光観察装置1は、前記外付けカメラ6が撮像した内視鏡からの像を処理するCCU(カメラコントロールユニット)7と、前記CCU7で得られた画像に演算処理を施し、蛍光観察画像を得る蛍光画像処理装置8とを有している。さらに、前記蛍光観察装置1は、前記導入光切換えアダプタ5及び外付けカメラ6を制御すると共に、前記CCU7及び蛍光画像処理装置8の各画像出力を重畠可能に構成された制御装置9と、前記制御装置9からの画像出力を表示するモニタ10とを有している。

【0015】前記内視鏡2は、像伝達手段を構成するイメージガイドファイバ11及び光伝達手段を構成するラ

イトガイド12を挿通する挿入部13と、操作部14の側部から延出し、且つライトガイド12を挿通するユニバーサルコード15とを有している。ユニバーサルコード15は、前記導入光切換えアダプタ5に接続され、前記ライトガイド12が照明光を挿入部13先端へ伝達するようになっている。前記内視鏡2の接眼部16に配置されたイメージガイドファイバ11の出射端から、内視鏡像が前記外付けカメラ6に伝達される。

【0016】前記通常観察用光源装置3は、通常観察光発生手段としての例えはキセノンのランプ17が配置され、このランプ17が発する通常観察光が光学系18を介して、前記導入光切換えアダプタ5に供給されるようになっている。蛍光観察用光源装置4は、蛍光観察光発生手段としての図示しない例えは半導体等の固体レーザ源を有している。尚、蛍光観察光発生手段は、前記固体レーザ源に限定されるものではなく、例えはガスレーザでも良い。

【0017】前記導入光切換えアダプタ5は、前記通常観察用光源装置3が発する通常観察光と、前記蛍光観察用光源装置4が発してライトガイド19により伝達されたレーザ光との交点に、切換えミラー20を配置している。すなわち、前記通常観察光と前記レーザ光とは、直交して入射し切換えミラー20の位置で交わるように配置されている。前記切換えミラー20は、ドライバ21により回転駆動され、内視鏡側の前記ライトガイド12と、レーザ側の前記ライトガイド19を結ぶ光路上から挿脱されるようになっている。このような構成により、ランプ17の通常観察光と、蛍光観察用光源4からのレーザ光とを切り換えて、内視鏡側ライトガイド12に供給するようになっている。

【0018】前記外付けカメラ16は、前記イメージガイドファイバ11により伝達された像を光学系28を介して撮像する高感度の例えはCMD(charge modulation device)からなる撮像手段としての固体撮像素子22と、この固体撮像素子22と前記イメージガイドファイバ11との光路上に介装された異なる帯域幅を有する複数のフィルタが配置された波長選択手段を構成する回転フィルタ23と、この回転フィルタ22を回転させる波長選択手段を構成するモータ23とを有している。前記固体撮像素子22は、前記CCU7により読み出しのタイミングが制御されている。この読み出しは、後述のタイミングコントローラ26にて制御することもできる。尚、前記固体撮像素子22は、CCD(電化結合素子)、SIT(static induced transistor), MOS型の各撮像デバイスでもよい。

【0019】前記固体撮像素子22が光電変換した出力は、前記CCU7に供給され、このCCU7は通常の画像処理を行うようになっている。前記CCU7の出力は、前記蛍光画像処理装置8内の画像処理回路24に供給され、この画像処理回路24は、CCU7で得られた

画像に対して演算処理を施して、蛍光観察画像を得るようになっている。

【0020】前記CCU7の画像出力と、前記画像処理回路24の蛍光観察画像とは、前記制御装置9のスーパーインボーズ回路25により重畠され、前記モニタ10に出力されるようになっている。

【0021】一方、前記制御装置9は、制御手段としてのタイミングコントローラ26を有している。前記タイミングコントローラ26は、前記導入光切換えアダプタ5のドライバ21と前記外付けカメラ6のモータ24を制御している。すなわち、このタイミングコントローラ26は、前記切換えミラー20の切換えによる照明光の切換えのタイミングと、前記回転フィルタ23における複数の帯域幅フィルタの切換えのタイミングとを制御している。そしてモータ24は、タイミングコントローラ26により、アダプタ5内の切換えミラー20と同期して制御されて、回転フィルタ23が駆動される。

【0022】前記CCU7の画像処理のタイミングと、前記タイミングコントローラ26により制御されたスーパーインボーズ回路25の処理タイミングと、前記蛍光画像処理装置8のタイミングコントローラ27により制御される前記画像処理回路24の処理タイミングとは、同期が取られるようになっている。

【0023】ここで、図2は励起光 λ_0 を照射した時の蛍光特性を示す。例えば442mmの励起光で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図中 λ_1 ， λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 ， λ_2 の比率を求ることで病変と正常を区別することができる。尚、サンプリングする波長は、 λ_1 ， λ_2 に限らず、三つ以上あっても良い。

【0024】図4には、前記回転フィルタ23の構成例を示す。図4(a)は単板カラー方式の固体撮像素子22を用いた場合の回転フィルタ23であり、カラー内視鏡像を得るために白色光を通過させるフィルタ31と、特定の帯域(λ_1 , λ_2)の蛍光を通すフィルタ32, 33よりなる。尚、前記フィルタ31は、ただ単に孔が開いているだけでも良い。

【0025】また、前記特定の帯域は、例えば、 $\lambda_1 = 480 \sim 520 \text{ nm}$, $\lambda_2 = 630 \text{ nm} \sim$ とすることができる。この波長 λ_1 , λ_2 は、正常部位と病変部位とを識別するために設定したものなので、任意に設定できる。しかし、以下のように差分を取って識別しているので、ある程度の差分量が得られる波長 λ_1 , λ_2 を選ぶことが望ましい。

【0026】尚、図3に示す例では、波長 λ_1 , λ_2 は、それぞれBフィルタとRフィルタの帯域幅に納まって設定されているが、この以外の設定外でも良い。単板カラー方式の固体撮像素子は、モザイクフィルタが撮像面に配置されているので、複数の異なる帯域幅のフィル

タが重複する波長域に設定しても良い。この場合には、モザイクフィルタのうち重複する波長域に感度を持つ二つのフィルタの画素から信号が得られるので、微弱な蛍光像の感度を上げるように設定することもできる。

【0027】前記観察画像装置24は、前記CCU7による固体撮像素子22の読み出しのタイミングや信号処理のタイミングとの同期が取られているので、波長 λ_1 , λ_2 の帯域幅で得られた蛍光像のみを取り込むことが可能である。そして、前記識別のため、前記観察画像装置24において、 λ_1 のフィルタ32と、 λ_2 のフィルタ33とを透過した像から各々得た信号をA/D変換し、図示しないマルチプレクサで選別して図示しない二つのメモリに各々格納した後、図示しない演算回路で差を取る。前記観察画像装置24は、前記演算回路で求めた差分量を基に病変部か否かを判別し、病変部の場合例えれば色を変えるなどして前記スーパーインボーズ回路25に出力する。このスーパーインボーズ回路25によって、前記CCU7により処理された通常の画像に、蛍光像を重畠してモニタ10に表示できる。

【0028】一方、図3(b)に示す回転フィルタ23は、白黒の固体撮像素子22に対応したフィルタである。すなわち、この例では、前記回転フィルタ23に配置したR, G, Bフィルタとの組み合わせで、カラー撮像する構成となっている。前記回転フィルタ23は、波長 λ_1 , λ_2 の帯域を通過するフィルタ32, 33と、R, G, Bの各帯域フィルタとがそれぞれ配置されている。

【0029】図4(b)の回転フィルタ23を用いた場合は、固体撮像素子に白黒のものを用いているので、単板式の固体撮像素子を用いた構成より解像度の向上が期待できる。

【0030】前記構成において、まずタイミングコントローラ26により、外付けカメラ6内の回転フィルタ23が6.0Hzで回転され、これと同期してアダプタ5内の切換えミラー20も駆動される。 $1/4 \times 1/60 \text{ s e c}$ の間、通常観察用光源装置3から白色光が内視鏡のLGに導光され、通常の内視鏡像観察が行われる。そして、残りの $3/4 \times 1/60 \text{ s e c}$ の間は、ミラー20が切換えられ、蛍光観察用光源装置4からレーザ光(励起光)が内視鏡のライトガイド12に導光される。この励起光が生体に照射され、蛍光が発生する。この蛍光は、波長 λ_1 , λ_2 の光がそれぞれのフィルタ32, 33を通して、固体撮像素子22に入力され、蛍光画像が得られる。前記CCU7では、通常画像と蛍光画像とに対応した各映像信号がそれぞれ処理された後に、通常画像はそのままモニタ10上に表示され、蛍光画像はさらに画像処理回路24にて擬似カラー化されてモニタ10上に表示される。すなわち、スーパーインボーズ25により通常画像と蛍光画像とが重畠されて、モニタ10に表示される。

【0031】尚、蛍光画像は通常の像に比べて微弱であるため、前記フィルタ λ_1 、 λ_2 の開口面積は大きくしてある。

【0032】本実施例では、従来のものと異なり、蛍光観察と通常観察との切換えに際して、カメラ等の装置の着脱が不要であり、内視鏡画像と蛍光画像との両方を手間無く容易に得ることができる。

【0033】また、本実施例では、一つの撮像手段で通常画像と蛍光画像が処理できるため、二つの撮像手段を用いたものより構成を簡単にできる。

【0034】また、本実施例は、内視鏡としては、通常のファイバ式光学内視鏡を用いることができ、且つ導入光切換えアダプタを介装するだけで、白色照明光を発する通常の光源装置と所定波長が得られれば通常のレーザ光源とを用いて光源の切換えが容易にできる。

【0035】このように、本実施例は、従来の内視鏡システムとの互換性が得られなくなるという点を克服でき、コスト面からも有利である。

【0036】さらに、本実施例では、通所の内視鏡の接眼部に、一つの撮像手段、フィルタ手段及び駆動手段を配置した外付カメラが着脱できるようになっており、この外付けカメラで、時分割に蛍光像及び通常像を撮像できる。

【0037】次に、第2実施例について説明する。この第2実施例は、第1実施例と構成は同一であり、その作用が異なっている。このため、図は省略すると共に、異なる作用についてのみ説明する。

【0038】通常の内視鏡画像を得る時には、前記タイミングコントローラ26の制御により、前記回転フィルタ23が、図4(a)に示す白色光を通過させるフィルタ31を固体撮像素子22の光路上に配置する。同時に、アダプタ5内の切換えミラー20を制御して、通常観察用光源装置3から白色光を内視鏡のライトガイド2に導光するようにする。

【0039】そして、蛍光像を観察する時には、回転フィルタ23を回転させると共に、切換えミラー20を制御して、レーザ光をライトガイド13に導光し、蛍光像を観察する。

【0040】本実施例では、通常の内視鏡画像と互換性を持たせた外付カメラとすることが可能となる。

【0041】図5及び図6は本発明の第3実施例に係り、図5は蛍光観察装置の全体的な構成図、図6は回転フィルタの構成図である。

【0042】本第3実施例は、第1実施例の構成に加えて、前記外付カメラ6に蛍光観察スイッチ(SW)34を設けてある。また、本実施例は、第1実施例の前記回転フィルタ23に代えて回転フィルタ23Aを設けてある。この回転フィルタ23は、前記フィルタ32、33より開口が大きく、ほぼ半分の割合で占有するフィルタ λ_1 、 λ_2 を配置している。さらに、本実施例では、前

記回転フィルタ23Aを固体撮像素子22とイメージガイドファイバ11との光路上に挿脱する図示しない挿脱手段を設けてある。この挿脱手段は波長選択手段を構成するもので、例えば前記回転フィルタ23Aを回動自在に結合しているモータ24を移動させるステージとモータとから構成できる。この挿脱手段は、前記蛍光観察スイッチ34の切換えに応じて、前記CCU7からの指示により前記挿脱を行なうようになっている。

【0043】その他、第1実施例と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0044】前記蛍光観察スイッチ34がON状態の間は、蛍光観察状態となる。この蛍光観察時には、図6に示す回転フィルタ23Aが前記光路上に挿入され回転させると共に、前記固体撮像素子22の読み出し時間が長くなるように前記CCU7によって制御される。

【0045】前記蛍光観察スイッチ34がOFFとなることで、通常観察状態となる。通常の内視鏡画像を観察している時は、1/60秒毎に固体撮像素子22の信号を読み出す。一方、前記蛍光観察時には、例えば1秒毎に信号を読み出すようにすることにより微弱な蛍光像も感度良く得ることができる。

【0046】また、前記スイッチ34をONすると、直前の通常内視鏡像がフリーズされてモニタ10に表示され、後に前記スイッチ34がONの間に得られた蛍光像が前記フリーズ画像にスーパーインボーズされてモニタ10に表示される。

【0047】本実施例では、蛍光画像と通常画像とを選択的に撮像できる。また、本実施例では、高感度の固体撮像素子と電子シャッタースピードの可変とを組み合わせることにより、蛍光像のより高感度な撮像が実現できる。その他の構成及び作用効果は、第1実施例と同様で、説明を省略する。

【0048】図7(a)は本発明の第4実施例に係る蛍光観察装置の全体的な構成図である。また、図7(b)は第4実施例の変形例に係る蛍光観察装置の要部を示す構成図である。

【0049】本実施例は、第1実施例と異なり光源を切り換える構成が異なっている。すなわち、第1実施例では、切換えミラー20の駆動により光源を切り換えていた。これに対して、本実施例では、励起光と通常観察光とをそれぞれ発光する光源のON/OFFと、二股に分歧した同一の光伝達手段とにより光源の切換えを実現している。

【0050】図7(a)に示す蛍光観察装置50は、第1実施例のCCU7、蛍光画像処理装置8及び制御装置9の機能を併せ持ったCCU45を有している。

【0051】前記蛍光観察装置50は、第1実施例の導入光切換えアダプタ5に代えて、導入光切換えアダプタ46を有している。この導入光切換えアダプタ46は、前記ユニバーサルコード15と、前記蛍光観察用光源4

及び通常観察用光源3との間に介装される。前記導入光切換アダプタ46は、ライトガイドケーブル19Aを介して前記蛍光観察用光源(図中には、レーザ光源と記す)4と、またライトガイドケーブル47を介して前記通常観察用光源(図中には、内視鏡観察用光源と記す)3とに接続される。

【0052】その他、第1実施例と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略すると共に、異なる点に付いてのみ説明する。

【0053】前記導入光切換アダプタ46は、励起光であるレーザ光と通常観察光とをそれぞれ導入するため、光源側端部が二つに分岐されたライトガイド48を有し、それぞれの光を内視鏡側の前記ライトガイド12に導入するようになっている。

【0054】前記CCU45は、前記モータ24の制御と共に、これに同期して光源3、4のON/OFFを制御している。すなわち、CCU45は制御手段としての機能も有する。

【0055】前記構成において、通常観察時には通常観察用光源3のみをONし、蛍光観察時には、蛍光観察用光源4のみをONにする。前記アダプタ46内に設けられたライトガイド48の二つの分岐端からそれぞれ励起光あるいは通常観察光を導き、内視鏡側のライトガイド12には時分割で各光が導入される。各像の信号処理等は、第1実施例と同様に構成できる。あるいは、スーパーインポーズ回路に代えて、ビデオスイッチャーを設け、切換表示をするようにしても良い。

【0056】本実施例では、通常観察光と蛍光観察光との切換えは電気的に行っており、機械的な切換えの構成と比較して、装置の小型化が図り易く、高速の切換えが容易に実現できる。

【0057】また、本実施例は、内視鏡及び光源装置について既成のものが流用可能である。

【0058】その他の構成及び作用効果は、第1実施例と同様で、説明を省略する。

【0059】図7(b)に示す第4実施例の変形例は、前記アダプタ46に代えて、ダイクロイックミラー52と、ミラー53とが配置されたアダプタ51を有している。このアダプタ51は、前記ライトガイド12とライトガイドケーブル42とを結ぶ光軸上に、ダイクロイックミラー52を4.5度の角度で配置している。さらに前記アダプタ51は、前記ライトガイドケーブル19Aから出射されるレーザ光が、ダイクロイックミラー52に向けて前記光軸と直交する方向に反射されるように配置されたミラー53を有している。このダイクロイックミラー52は、レーザ光は反射する一方、通常観察光は透過することになる。従って、1本の内視鏡側ライトガイド12にそれぞれの光が導入できる。

【0060】その他の構成及び作用効果は、第4実施例と同様で、説明を省略する。

【0061】図8は本発明の第5実施例に係る蛍光観察装置の全体的な構成図である。

【0062】本実施例が第4実施例と異なる点は、前記アダプタ46を除き、内視鏡側のライトガイドが二股に分岐した構成となっていることにある。そして、本実施例では、前記光源3、4に代えて、レーザ光源43と前記ランプ17とを内蔵した光源装置44を有している。

【0063】図8に示す内視鏡42は、光伝達手段と導入光選択手段が一体となったライトガイド41を有している。このライトガイド41は、ユニバーサルコード15のコネクタ内においてその端部が二つに分岐されて構成されている。このライトガイド41の各分岐端は、前記光源装置44に接続され、前記光源装置44の前記ランプ17とレーザ光源43とが各発した光をそれぞれ入射し、各入射光を内視鏡先端に配置された一つの出射端から出射するようになっている。

【0064】前記ランプ17とレーザ光源43とは、前記CCU45によりON/OFFが制御されるようになっている。撮像処理等は、前記第4実施例と同様である。

【0065】本実施例は、第4実施例と異なりアダプタを不要にできる。

【0066】

【発明の効果】本発明の蛍光観察装置によれば、カメラ等の装置の着脱を不要とし、その手間が省けると共に、内視鏡画像と蛍光画像との両方を容易に得ることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図は第1実施例に係り、図1は蛍光観察装置の全体的な構成図。

【図2】図2は正常部位と病変部位との蛍光特性の違いを示す特性図。

【図3】図3はフィルタの透過特性と波長λ1、λ2の関係を示す説明図。

【図4】図4は回転フィルタの構成図。

【図5】図5及び図6は第3実施例に係り、図5は蛍光観察装置の全体的な構成図。

【図6】図6は回転フィルタの構成図。

【図7】図7(a)は第4実施例に係る蛍光観察装置の全体的な構成図、図7(b)は第4実施例の変形例に係る蛍光観察装置の要部を示す構成図。

【図8】図8は第5実施例に係る蛍光観察装置の全体的な構成図。

【符号の説明】

1…蛍光観察装置

2…内視鏡

1.1…イメージガイド

1.2…ライトガイド

3…通常観察用光源装置

4…蛍光観察用光源装置

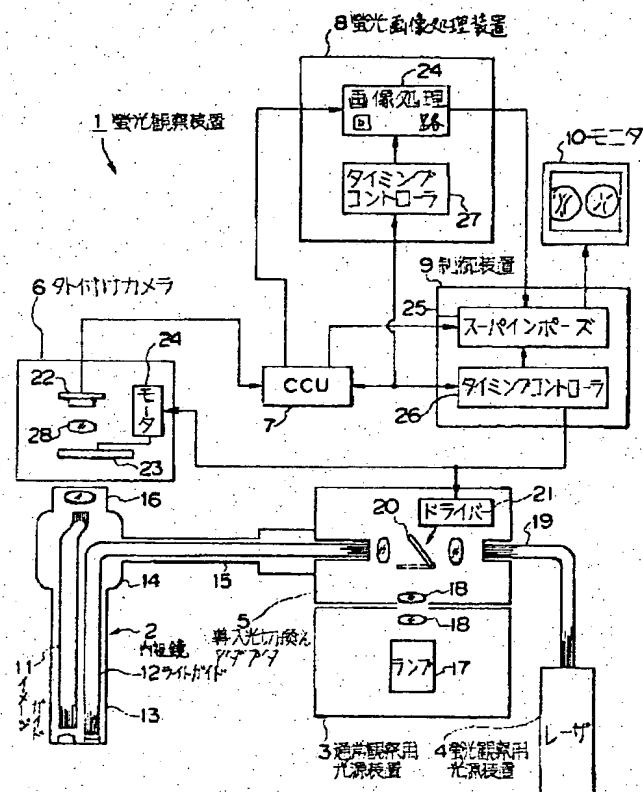
11

- 5…導入光切換アダプタ
20…切換ミラー
21…ドライバ
6…外付けカメラ
22…固体撮像素子
23…回転フィルタ

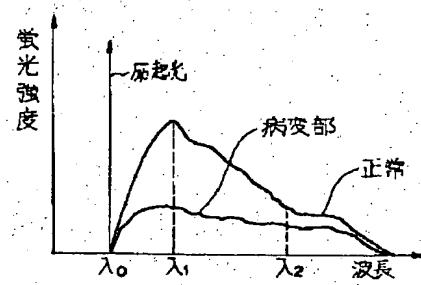
12

- 24…モーター
7…CCU
8…蛍光画像処理装置
9…制御装置
26…タイミングコントローラ
10…モニタ

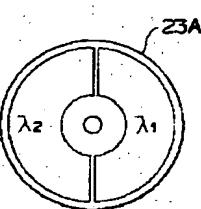
【図1】



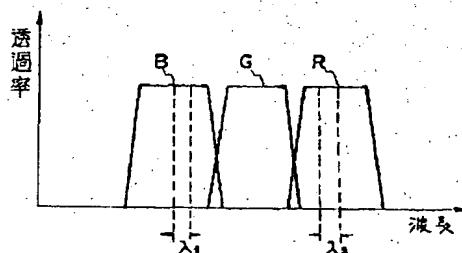
【図2】



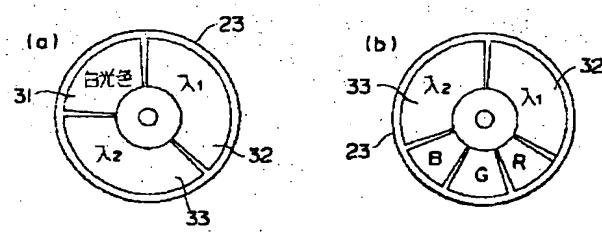
【図6】



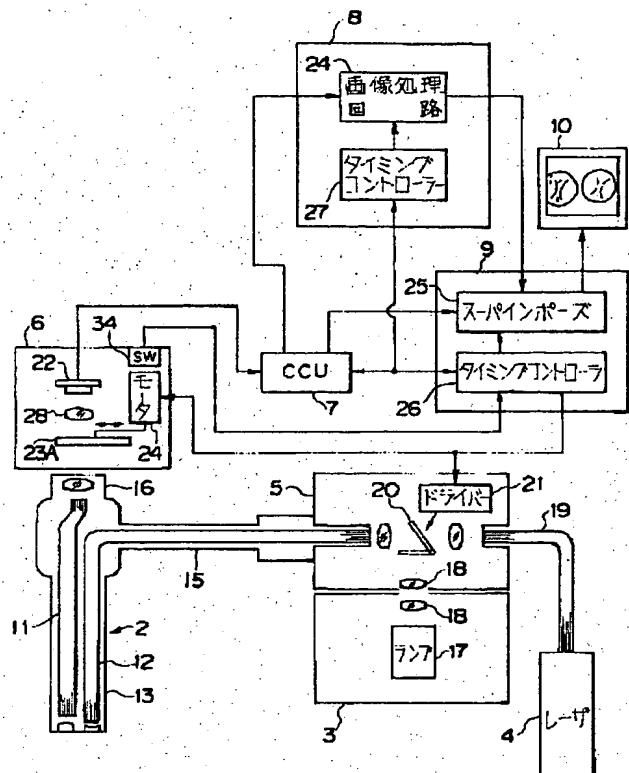
【図3】



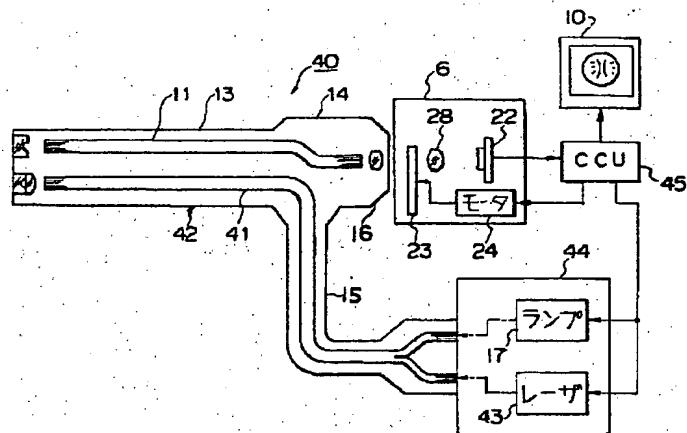
【図4】



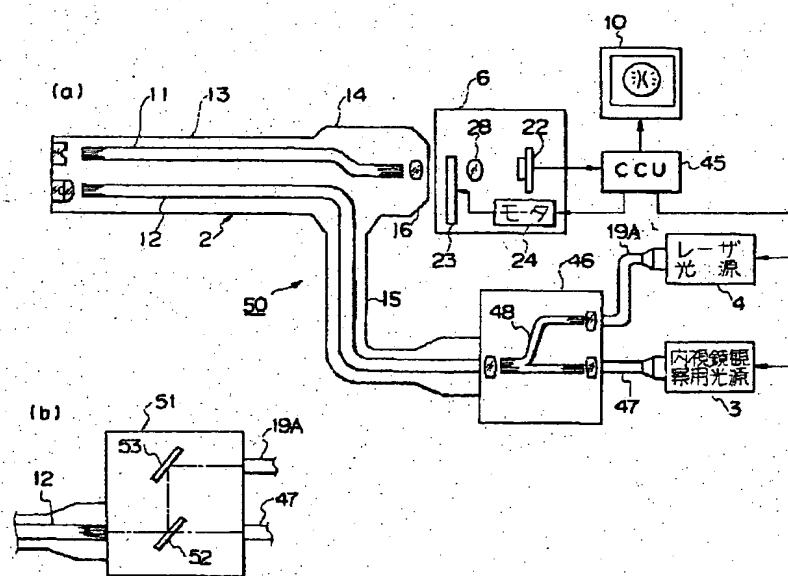
【図5】



【図8】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 吉原 雅也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 鈴木 克哉
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 植田 康弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内